

**Erklärungen gemäß Regel 4.17:**

- hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii) für die folgenden Bestimmungsstaaten CN, IL, JP, europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR)
- Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv) nur für US

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht

- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

COMPUTERTOMOGRAPH MIT ENERGIEDISKRIMINIERENDEN DETEKTOREN

Computertomograph und Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung mit einer aus einer Vielzahl von Detektoren bestehenden Detektoreinheit

Die vorliegende Erfindung betrifft einen Computertomographen und ein Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung mit einer aus einer Vielzahl von Detektoren bestehenden Detektoreinheit.

Bei mannigfaltigen Problemgestaltungen der Medizin werden Untersuchungen mit Hilfe von Computertomographen durchgeführt. Auch in einigen Bereichen des Maschinenbaus, insbesondere der Materialkunde und der Flugsicherheit werden derartige Untersuchungen zu Prüfzwecken eingesetzt.

Dabei wird Röntgenstrahlung verwendet, da diese Festkörper, z.B. nichtmetallische Körper, teilweise zu durchdringen vermag, so dass Erkenntnisse über die Verteilung von Materie innerhalb des betrachteten Körpers gewonnen werden können.

Nachteilig an der Verwendung von Röntgenstrahlung ist, dass diese ab einer gewissen Dosis biologisches Gewebe schädigen kann. Deshalb ist es gerade in der Medizin erstrebenswert, die für eine Messung erforderliche Strahlendosis gering zu halten.

Zum Nachweis von Röntgenstrahlung ist bekannt, dass diese von bestimmten Szintillations-Materialien absorbiert werden kann, wobei die Energie der absorbierten Röntgenquanten in Licht umgewandelt wird. Die Anzahl der erzeugten Photonen pro Röntgenquant ist dabei im allgemeinen etwa proportional zu seiner Quantenenergie. Eine Photodiode wandelt das Licht in einen Strom, der von einem Analog-Digital-Umsetzer digitalisiert wird. Da die Selbstabsorption des Lichts im Szintillations-

ons-Material häufig Moleküle beigemischt, die eine Frequenzverschiebung des erzeugten Lichtes bewirken, um so die Selbstabsorption des erzeugten Lichtes zu vermindern.

Weiter sind zum Nachweis von Röntgenstrahlung auch bestimmte Halbleitermaterialien bekannt, in denen die einfallende Röntgenstrahlung Ladungsträger zu erzeugen vermag. Die Anzahl der erzeugten Ladungsträger pro Röntgenquant ist dabei im allgemeinen etwa proportional zu seiner Quantenenergie.

Die bekannten Detektoren zum Nachweis von Röntgenstrahlung machen sich die vorstehend beschriebenen Effekte zu nutze. Dabei ist zu beachten, dass bei den bekannten integrierenden Detektoren pro Messung lediglich ein Messwert ermittelt wird. Somit werden die von der Vielzahl der pro Messperiode empfangenen Röntgenquanten erzeugten Lichtblitze bzw. Ladungen über die Dauer der Messperiode aufintegriert. Die Intensität der empfangenen Röntgenstrahlung (die Anzahl der empfangenen Röntgenquanten mittlerer Quantenenergie pro Zeiteinheit) ergibt sich dann durch Division des von dem Detektor aufintegrierten Wertes durch die stochastisch zu ermittelnde mittlere Quantenenergie pro Röntgenquant.

Da die in der Computertomographie zu Messzwecken emittierte Mess-Röntgenstrahlung üblicherweise ein polychromatisches Spektrum aufweist, sind in diesem Zusammenhang Aufhärtungseffekte zu berücksichtigen. Bei dem Durchgang der von einer Strahlungsquelle emittierten Mess-Röntgenstrahlung durch ein Messobjekt erfährt die Röntgenstrahlung in Abhängigkeit von der durchdrungenen Materie und der Länge des Strahlenganges durch die Materie hindurch eine z.T. starke Unterdrückung niederenergetischer Anteile ihres Spektrums. Die Streustrahlung wird dadurch ebenso wie die mittlere Quantenenergie der empfangenen Röntgenquanten zu höheren Energien im Spektrum verschoben.

Zum Nachweis der zweidimensionalen Verteilung und somit zum Erstellen eines Bildes der einfallenden Röntgenstrahlung ist es bekannt, eine Vielzahl von gleichartigen Detektoren zu einer Detektoreinheit zum Detektieren einfallender Strahlung und zur Abgabe entsprechender Bildinformationen zusammenzufassen. Die Detektoren sind dabei vorzugsweise in einer Ebene in Form eines Rasters nebeneinander angeordnet.

Dies hat zur Folge, dass sich aufgrund von Aufhärtungseffekten für jeden Detektor einer Detektoreinheit in Abhängigkeit von der Materialverteilung in dem betrachteten Messobjekt ein unterschiedlicher Wert für die tatsächliche mittlere Quantenenergie pro Röntgenquant ergibt. Dieser tatsächliche Wert kann nur näherungsweise mittels stochastischer Methoden bestimmt werden. Insbesondere in Bereichen, in denen unterschiedliche Materialien in dem betrachteten Messobjekt aneinandergrenzen (z.B. Knochenkanten), ist die näherungsweise Bestimmung der mittleren Quantenenergie pro Röntgenquant trotz numerischen Korrekturen stark fehlerbehaftet.

Ein weitere Störgröße bei der Messung von Röntgenstrahlung mittels Computertomographen ist die je nach betrachtetem Messobjekt stärker oder weniger stark ausgeprägte Streustrahlung. Die Streustrahlung kann je nach Spektrum der emittierten Mess-Röntgenstrahlung und Art des betrachteten Messobjektes mehrere zehn Prozent der emittierten Mess-Röntgenstrahlung ausmachen. Sie führt zu einer erheblichen Kontrastverschlechterung des von den Detektoren der Detektoreinheit gewonnenen Messergebnisses.

Deshalb ist vor der Detektoreinheit bekannter Computertomographen ein Streustrahlenraster vorgesehen, durch das nur Röntgenquanten, die eine bestimmte Richtung und Energie haben (und somit für die Messung wichtig sind), hindurchtreten können.

Das Streustrahlenraster weist in der Regel ein speielles Kollimatorsystem in Form einer Lamellenanordnung auf, so dass auch Röntgenquanten der emittierten Mess-Röntgenstrahlung, die auf die Lamellenwände treffen, absorbiert werden.

Das Vorsehen eines Streustrahlenrasters hat demnach zur Folge, dass einige Prozent der Strahlungsquanten einer zu Messzwecken emittierten Mess-Röntgenstrahlung in dem Streustrahlenraster absorbiert werden, und somit von den Detektoren nicht mehr erfasst werden können.

Folglich muss die Intensität der zu Messzwecken emittierten Strahlung aufgrund des Streustrahlenrasters entsprechend erhöht werden.

Dies führt bei medizinischen Anwendungen unvermeidbar zu einer erhöhten Patientendosis.

Weiter kann die Streustrahlung auch durch das Vorsehen eines Streustrahlenrasters häufig nicht ausreichend gut unterdrückt werden.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, einen Computertomograph und ein Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung mit einer aus einer Vielzahl von Detektoren bestehenden Detektoreinheit zur Verfügung zu stellen, bei dem eine auf Streustrahlungsquanten oder Aufhärtungseffekte zurückzuführende Beeinträchtigung des Messergebnisses einfach und zuverlässig vermieden wird.

Die Aufgabe wird gemäß den unabhängigen Ansprüchen gelöst.
Die Erfindung wird in den Unteransprüchen weitergebildet.

Die Aufgabe wird von einem Computertomograph aufweisend eine aus einer Vielzahl von Detektoren bestehende Detektoreinheit zum Nachweis von Röntgenstrahlung gelöst, wobei die einzelnen

lende Röntgenquanten der Röntgenstrahlung zu empfangen und die eingefallende Röntgenstrahlung sowohl hinsichtlich der Intensität als auch hinsichtlich der Quantenenergie der einzelnen Röntgenquanten der empfangenen Röntgenstrahlung zu erfassen.

Da die Detektoren der Detektoreinheit des Computertomographen gemäß der vorliegenden Erfindung ausgebildet sind, um einfallende Röntgenstrahlung zu empfangen und die empfangene Röntgenstrahlung sowohl hinsichtlich der Intensität als auch hinsichtlich der Quantenenergie der einzelnen Röntgenquanten der empfangenen Röntgenstrahlung zu erfassen, wird am Ausgang der Detektoren der Detektoreinheit statt eines einzelnen Messwertes pro Messperiode ein Spektrum ausgegeben, das neben einer Information über die Anzahl der pro Messperiode empfangenen Röntgenquanten mittlerer Quantenenergie (Intensität) auch eine Information über die jeweilige Quantenenergie der Röntgenquanten (das Spektrum) der empfangenen Röntgenstrahlung enthält.

Anhand der so gewonnenen Information ist es möglich, Einflüsse, die auf Streustrahlung zurückzuführen sind, zusätzlich zu einem ggf. vorhandenen Streustrahlenraster weiter zu unterdrücken.

Weiter ist es durch Betrachtung des erhaltenen Spektrums besonders zuverlässig möglich, Aufhärtungseffekte in der empfangenen Röntgenstrahlung, wie sie z. B. an Knochenkanten auftreten, anhand der Verschiebung des Spektrums der empfangenen Röntgenstrahlung zu detektieren. Die so detektierten Aufhärtungseffekte können dann bei der Weiterverarbeitung der von den Detektoren der Detektoreinheit gewonnenen Information entsprechend berücksichtigt und ggf. korrigiert werden.

Bei der Weiterverarbeitung der von den Detektoren der Detektoreinheit gewonnenen Information ist weiter vorteilhaft,

mäßen Computertomographen gewonnenen spektralen Daten (beispielsweise durch ρ -Z Transformation) mit den bei herkömmlichen Computertomographen bekannten Verfahren möglich ist.

Ferner weist die Elektronik der Detektoren des erfindungsgemäßen Computertomographen wesentlich geringere Analogteile als die Elektronik herkömmlicher Detektoren auf, da ein Aufintegrieren einer Vielzahl von auf Röntgenquanten der empfangenen Röntgenstrahlung zurückzuführenden Teil-Ereignissen nicht nötig ist. Somit kann die Elektronik des erfindungsgemäßen Computertomographen kleiner, kostengünstiger und störungssicherer bereitgestellt werden.

Zusammenfassend ist es gemäß der vorliegenden Erfindung möglich, einen Computertomograph aufweisend eine aus einer Vielzahl von Detektoren bestehende Detektoreinheit zum Nachweis von Röntgenstrahlung zur Verfügung zu stellen, bei dem eine auf Streustrahlungsquanten oder Aufhärtungseffekte zurückzuführende Beeinträchtigung des Messergebnisses einfach und zuverlässig vermieden wird.

Gemäß eines ersten bevorzugten Ausführungsform weisen die Detektoren der Detektoreinheit eine Vielzahl von parallel geschalteten Vergleichern mit jeweils einem Schwellenwert auf, und ist jedem Vergleicher ein Zähler zugeordnet, wobei die Vergleicher ausgebildet sind, um den jeweils zugehörigen Zähler um eine Einheit zu erhöhen, wenn die Quantenenergie eines Röntgenquants der empfangenen Röntgenstrahlung den Schwellenwert des jeweiligen Vergleichers überschreitet.

Durch einen derartigen Aufbau des Detektors ist es auf besonders einfache Weise möglich, sowohl die Intensität als auch das Spektrum der empfangenen Röntgenstrahlung zu erfassen. Da ferner die Anzahl der empfangenen Röntgenquanten mit einer gewissen Quantenenergie von allen Zählern der Vergleicher mit niedrigeren Schwellwerten mit erfasst werden, werden keine

Quantenenergie innerhalb eines Schwellwertbereichs kann dann einfach aus der Differenz der Zählerstände zweier Vergleicher mit benachbarten Schwellenwerten berechnet werden. Dabei profitiert man von der Korrelation der Zählraten bei Zählern, so dass der statistische Fehler bei der Subtraktion nicht ansteigt.

Vorzugsweise sind die Schwellenwerte der Vergleicher frei einstellbar, so dass der erfindungsgemäße Computertomograph an verschiedene zu betrachtende Messobjekte und verschiedenen Messverfahren angepasst werden kann.

Die von den Detektoren der Detektoreinheit gewonnenen Informationen lassen sich besonders einfach weiterverarbeiten, wenn die Detektoren der Detektoreinheit eine Vielzahl von Pulslogiken aufweisen. Die Pulslogiken bewirken eine zeitliche Normierung der Ausgangssignale der Vergleicher. Dabei ist jeweils eine Pulslogik den jeweiligen Vergleichern nachgeschaltet und den jeweiligen Zählern vorgeschaltet.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform weist der erfindungsgemäße Computertomograph ferner eine Strahlungsquelle zum Emittieren von Röntgenstrahlung mit einer vorgegebenen Intensität und einem vorgegebenen Spektrum, eine Übertragungseinrichtung zum Übertragen der von den Detektoren der Detektoreinheit erfassten Informationen an eine Auswerteeinrichtung, und eine Auswerteeinrichtung auf. Dabei ist die Auswerteeinrichtung ausgebildet, um anhand der von den Detektoren der Detektoreinheit erfassten Informationen unter Berücksichtigung der Intensität und des Spektrums der von der Strahlungsquelle emittierten Röntgenstrahlung ein Messergebnis von einem Messobjekt, welches von der Röntgenstrahlung durchdrungenen wird, zu berechnen.

Mit einem solchen Aufbau ist es durch Vergleichen der Intensität und des Spektrums der von einer Strahlungsquelle emit-

tektoreinheit des erfindungsgemäßen Computertomographen erfassten Intensität und dem Spektrum der empfangenen Röntgenstrahlung auf besonders einfache und zuverlässige Weise möglich, ein besonders detailliertes Messergebnis von einem betrachteten Messobjekt zu berechnen.

Bevorzugt weisen die Detektoren der Detektoreinheit eine Empfangsfläche für die Röntgenstrahlung auf, die aus Gadoliniumoxisulfid-Keramik, Bismuth-Germanium-Oxid oder Lutetium-Oxyorthosilikat gebildet ist. Diese sehr schnellen Szintillator-Materialien ermöglichen die in dem erfindungsgemäßen Computertomographen vorzugsweise verwendete Zählrate von bis zu 10MHz bei Pixelgrößen von etwa $1/50\text{mm}^2$.

Alternativ können die Detektoren jedoch auch eine direktwandelnde Empfangsfläche für die Röntgenstrahlung aufweisen, die vorzugsweise aus Cadmium-Zink-Tellurid oder Cadmium-Tellurid gebildet ist.

Der Vorteil direktwandelnder Detektoren ist insbesondere darin zu sehen, dass ein großer Teil einer für die Weiterverarbeitung eines von dem Detektor erzeugten Signals erforderlichen Auswertelektronik in die Detektoren integriert werden kann, so dass die Komplexität der Detektoreinheit nicht zuletzt aufgrund der Reduzierung der Anzahl der herauszuführenden Leitungen reduziert werden kann.

Die der vorliegenden Erfindung zugrundeliegende Aufgabe wird auch von einem Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung durch einen eine aus einer Vielzahl von Detektoren bestehende Detektoreinheit aufweisenden Computertomographen gelöst, bei dem die mittels eines Detektors der Detektoreinheit empfangene Röntgenstrahlung sowohl hinsichtlich der Intensität als auch hinsichtlich der Quantenenergie der einzelnen Röntgenquanten der empfangenen Röntgenstrahlung erfasst wird.

Gemäß einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens weist der Schritt der Erfassung der mittels des Detektors der Detektoreinheit empfangenen Röntgenquanten die folgenden Schritte auf:

- Detektion eines in dem Detektor in Folge eines empfangenen Röntgenquants erzeugten Signals, dessen Signalhöhe proportional zur Quantenenergie des empfangenen Röntgenquants ist;
- Vergleich der Signalhöhe mit einer Vielzahl von vorgegebenen Schwellenwerten;
- Erhöhung eines jeweils einem Bereich zwischen zwei benachbarten Schwellenwerten zugeordneten Zählers um eine Einheit, wenn die Signalhöhe des Signals in dem Bereich zwischen den beiden benachbarten Schwellenwerten liegt.

Da die Zählerstände der Zähler am Ende einer Messperiode so mit sowohl eine Information über die Anzahl an empfangenen Röntgenquanten als auch über die jeweilige Quantenenergie der empfangenen Röntgenquanten erhalten, ist es ein leichtes, anhand der Zählerständen der Zähler sowohl die Intensität als auch das Spektrum der empfangenen Röntgenstrahlung anzugeben.

Gemäß einer alternativen zweiten besonders bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens weist der Schritt der Erfassung der mittels des Detektors der Detektoreinheit empfangenen Röntgenquanten die folgenden Schritte auf:

- Detektion eines in dem Detektor in Folge eines empfangenen Röntgenquants erzeugten Signals, dessen Signalhöhe proportional zur Quantenenergie des empfangenen Röntgenquants ist;
- Vergleich der Signalhöhe mit einer Vielzahl von vorgegebenen Schwellenwerten;
- Erhöhung von Zählern, die jeweils einem Schwellenwert zugeordnet sind, um eine Einheit, wenn die Signalhöhe des Signals den jeweiligen Schwellenwert überschreitet.

Besonders vorteilhaft an dieser Vorgehensweise ist, dass kei-

Röntgenquanten mit einer gewissen Quantenenergie von allen Zählern mit niedrigerem Schwellwert mit erfasst wird. Die Anzahl der Röntgenquanten mit einer Quantenenergie innerhalb eines Schwellwertbereichs kann dann einfach aus der Differenz der Zählerstände der Zähler zweier Vergleicher mit benachbarten Schwellenwerten berechnet werden.

Weiter ist es vorteilhaft, wenn ein in dem Detektor in Folge eines empfangenen Röntgenquants erzeugtes Signal verworfen wird, wenn die ermittelte Signalhöhe des Signals kleiner als ein niedrigster Schwellenwert ist.

Auch bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ist es besonders vorteilhaft, wenn die Schwellenwerte frei einstellbar sind.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform weist das erfindungsgemäße Verfahren ferner die folgenden Schritte auf:

- Übertragung der mittels der Detektoren gewonnenen Informationen an eine Auswerteeinrichtung;
- Berechnung eines Messergebnisses von einem Messobjekt, welches von der Röntgenstrahlung durchdrungen wird, mittels der Auswerteeinrichtung anhand der von den Detektoren erfassten Informationen unter Berücksichtigung der Intensität und des Spektrums der von einer Strahlungsquelle emittierten Röntgenstrahlung.

Mit einem solchen Verfahren ist es durch Vergleichen der Intensität und des Spektrums der von einer Strahlungsquelle emittierten Röntgenstrahlung mit der von den Detektoren der Detektoreinheit erfassten Intensität und dem Spektrum der empfangenen Röntgenstrahlung auf besonders einfache und zuverlässige Weise möglich, Streustrahlungseinflüsse und Aushärtungseffekte zu korrigieren und so ein besonders detailliertes Messergebnis von einem betrachteten Messobjekt zu berechnen.

Im Folgenden werden bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung unter Zuhilfenahme von Figuren beschrieben. In den Figuren sind gleiche Elemente mit den gleichen Bezugszeichen versehen. Dabei zeigen

Fig. 1 eine aus einer Vielzahl von Detektoren bestehende Detektoreinheit eines Computertomographen zum Nachweis von Röntgenstrahlung,

Fig. 2 schematisch wesentliche Elemente eines Detektors des erfindungsgemäßen Computertomographen gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform,

Fig. 3 eine prinzipielle Weiterbildung des Detektors von Fig. 2,

Fig. 4 schematisch wesentliche Elemente eines bevorzugten Messaufbaus mit dem erfindungsgemäßen Computertomographen, und

Fig. 5 ein Ablaufdiagramm einer besonders bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Nachweis von Röntgenstrahlung mit einem aus einer Vielzahl von Detektoren bestehende Detektoreinheit aufweisenden Computertomographen.

In Fig. 1 ist eine aus einer Vielzahl von Detektoren bestehende Detektoreinheit eines Computertomographen zum Nachweis von Röntgenstrahlung gezeigt.

Die einzelnen Detektoren 1 der Detektoreinheit 2 haben jeweils den gleichen Aufbau und weisen jeweils eine Empfangsfläche 4 für Röntgenstrahlung auf.

In der gezeigten bevorzugten Ausführungsform weisen die Empfangsflächen 4 der Detektoren ein Szintillator-Material, in

auf. Dabei ist die Zahl der von einem empfangenen Röntgenquant erzeugten Photonen in etwa proportional zu der Quantenenergie des empfangenen Röntgenquants. Als Szintillator-Material findet in Fig. 1 Bismuth-Germanium-Oxid ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) Verwendung. Alternativ sind jedoch auch Gadoliniumoxisulfid ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$)-Keramik oder Lutetium-Oxyorthosilikat (Lu_2SiO_5) aufgrund der Schnelligkeit dieser Szintillator-Materialien sehr gut geeignet.

Alternativ können die Empfangsflächen 3 der Detektoren jedoch auch aus Cadmium-Zink-Tellurid (CdZnTe) oder Cadmium-Tellurid (CdTe) aufgebaut sein, da diese Materialien in Folge eines empfangenen Röntgenquants direkt (d.h. ohne den Umweg über Licht) ein elektrisches Signal ausgeben können. Der Wert / die Höhe des Signals (in Form einer erzeugten Ladung oder Spannung oder eines erzeugten Stroms) ist dabei in etwa proportional zu der Quantenenergie des empfangenen Röntgenquants. Vorteilhaft an direkt wandelnden Detektoren ist insbesondere, dass einen Teil einer (nicht gezeigten) weiterverarbeitenden Auswertelektronik für die Detektoren direkt in den jeweiligen Detektor integriert werden kann.

In Fig. 2 sind schematisch wesentliche Elemente eines Detektors des erfindungsgemäßen Computertomographen gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform gezeigt.

Wie vorstehend erläutert wird in der Empfangsfläche 3 des in Fig. 2 gezeigten Detektors 1 in Folge eines empfangenen Röntgenquants ein Signal erzeugt, dessen Signalhöhe proportional zu der Quantenenergie des empfangenen Röntgenquants ist. Dieses Signal wird von einem Verstärker 12 verstärkt.

An den Verstärker 12 ist eine Erfassungsschaltung 16 angegeschlossen, die drei parallel geschaltete Vergleicher 131, 132 und 133 aufweist.

Jedem der parallel geschalteten Vergleicher 131, 132 und 133 ist ein anderer frei einstellbarer Schwellenwert zugewiesen. In dem gezeigten Beispiel ist dem Vergleicher 131 der niedrigste und dem Vergleicher 133 der höchste Schwellenwert zugewiesen.

Die Vergleicher 131, 132 und 133 sind ausgebildet, um das von dem Verstärker 12 ausgegebene Signal mit ihrem jeweiligen Schwellenwert zu vergleichen und ein positives Signal auszugeben, wenn das von dem Verstärker 12 empfangene Signal höher als der jeweilige Schwellenwert ist.

In Serie mit den Vergleichern 131, 132 und 133 ist jeweils eine Pulslogik 141, 142 und 143 geschaltet. Die Pulslogik 141, 142 und 143 ist jeweils ausgebildet, um eine zeitliche Normierung der Ausgangssignale der Vergleicher 131, 132 und 133 zu bewirken. Weiter ist in Serie zu der Pulslogik 141, 142 und 143 jeweils ein Zähler 151, 152 und 153 geschaltet.

Infolge eines von dem jeweiligen Vergleicher 131, 132 und 133 ausgegebenen und von der jeweiligen Pulslogik 141, 142 und 143 normierten positiven Signals wird der jeweilige Zähler 151, 152 und 153 um eine Einheit erhöht.

Dabei sind die Pulslogiken 141, 142 und 143 vorzugsweise untereinander synchronisiert und weisen eine nicht gezeigte gemeinsame Steuerleitung auf.

Wird bei der in Fig. 2 gezeigten besonders bevorzugten Ausführungsform eines Detektors des erfindungsgemäßen Computer-tomographen somit ein Röntgenquant empfangen, dessen Quantenenergie über dem Schwellenwert des Vergleichers 132 und somit auch über dem Schwellenwert des Vergleichers 131, aber unter dem Schwellenwert des Vergleichers 133 liegt, so geben sowohl der Vergleicher 131 als auch der Vergleicher 132 ein positives Ausgangssignal aus. Infolge dessen werden die Zähler 151

negatives Ausgangssignal aus, und der dem Vergleicher 133 zugehörige Zähler 153 bleibt unverändert.

Wird in dem gezeigten Beispiel ein Röntgenquant empfangen, dessen Quantenenergie über dem Schwellenwert des Vergleichers 131 aber unter dem Schwellenwert des Vergleichers 132 und somit auch unter dem Schwellenwert des Vergleichers 133 liegt, so wird entsprechend nur der Zähler 151 um eins erhöht, wohingegen die Zähler 152 und 153 unverändert bleiben.

Wird hingegen ein Röntgenquant empfangen, dessen Quantenenergie unter dem Schwellenwert des Vergleichers 131 liegt, so wird das Röntgenquant von keinem der Zähler 151, 152 und 153 erfasst.

Somit ist es durch geschickte Wahl des niedrigsten Schwellenwertes möglich, Streustrahlungseinschüsse von vornherein auszuschließen, da diese von keinem Zähler erfasst werden.

Wie aus den vorgezeigten Beispielen leicht deutlich wird, lässt sich die Zahl der empfangenen Röntgenquanten, deren Quantenenergie einem jeweiligen Schwellenwertbereich entspricht, einfach durch Differenz der Zählerstände der Zähler von Vergleichern benachbarter Schwellenwerte berechnen.

Die in Fig. 2 gezeigte besonders bevorzugte Ausführungsform ermöglicht der besseren Übersichtlichkeit wegen lediglich eine spektrale Unterscheidung von Röntgenquanten in vier Quantenenergie-Bereiche (unter dem Schwellenwert des Vergleichers 131, zwischen den Schwellenwerten der Vergleicher 131 und 132, zwischen den Schwellenwerten der Vergleicher 132 und 133 und über dem Schwellenwert des Vergleichers 133).

Um ausgehend hiervon eine in der Praxis wünschenswerte höhere spektrale Auflösung der empfangenen Röntgenstrahlung zu erreichen, ist es lediglich erforderlich, in der Erfassungs-

Vergleichern mit unterschiedlichen Schwellenwerten vorzusehen. Wie in Fig. 3 angedeutet, ist jedem Vergleicher wiederum eine Pulslogik sowie ein Zähler zuzuordnen. Folglich lässt sich so auf einfache Weise eine nahezu beliebig feine spektrale Auflösung der von der Empfangsfläche 3 des Detektors 1 empfangenen Röntgenstrahlung erreichen.

Somit wird mit dem vorstehend beschriebenen Detektor 1 der Detektoreinheit 2 des erfindungsgemäßen Computertomographen die empfangene Röntgenstrahlung sowohl hinsichtlich der Intensität als auch hinsichtlich der Quantenenergie der einzelnen Röntgenquanten der empfangenen Röntgenstrahlung erfasst.

Gemäß einer in Fig. 4 gezeigten besonders bevorzugten Ausführungsform ist es weiter besonders vorteilhaft, wenn der erfindungsgemäße Computertomograph neben einer Strahlungsquelle 41 zum Emittieren von Röntgenstrahlung 40 mit einer vorgegebenen Intensität und einem vorgegebenen Spektrum eine Übertragungseinrichtung 43 zum Übertragen der von den Detektoren 1 der Detektoreinheit 2 erfassten Informationen an eine Auswerteeinrichtung 44 aufweist.

Dabei ist die Auswerteeinrichtung 44 vorzugsweise ausgebildet, um anhand der von den Detektoren 1 der Detektoreinheit 2 erfassten Informationen unter Berücksichtigung der Intensität und des Spektrums der von der Strahlungsquelle 41 emittierten Röntgenstrahlung 40 ein Messergebnis von einem Messobjekt 42, welches von der Röntgenstrahlung 40 der Strahlungsquelle 41 durchdrungen wird, zu berechnen.

Mit diesem Aufbau kann ein besonders genaues und fehlerfreies Messergebnis erhalten werden, da Streustrahlungseinflüsse sowie Aushärtungseffekte wirkungsvoll detektiert, quantifiziert und somit auch korrigiert werden können.

Unter Bezugnahme auf Fig. 5 wird im Folgenden anhand eines

dungsgemäßen Verfahrens zum Nachweis von Röntgenstrahlung mit einem eine aus einer Vielzahl von Detektoren 1 bestehende Detektoreinheit 2 aufweisenden Computertomographen beschrieben.

Erfnungsgemäß wird bei dem Verfahren die mittels eines Detektors 1 der Detektoreinrichtung 2 empfangene Röntgenstrahlung 40 sowohl hinsichtlich der Intensität als auch hinsichtlich der Quantenenergie eines einzelnen Röntgenquants der empfangenen Röntgenstrahlung 40 erfasst.

Gemäß der in Fig.5 gezeigten bevorzugten Ausführungsform weist der Schritt des Erfassens der mittels eines jeweiligen Detektors 1 der Detektoreinheit 2 empfangenen Röntgenquanten die folgenden Schritte auf:

In einem ersten Schritt S1 wird der Detektor 1 kontinuierlich auf einfallende Röntgenquanten überwacht, um ein von dem Detektor 1 infolge eines empfangenen Röntgenquants ausgegebenes Analog-Signal zu detektieren. Dabei ist der Detektor 1 so aufgebaut, dass der Wert (die Höhe) des ausgegebenen Signals proportional zu der Quantenenergie des empfangenen Röntgenquants ist (wie es beispielsweise bei Szintillations-Detektoren der Fall ist). Bei diesem ausgegebenen Signal kann es sich beispielsweise um einen elektrischen Strom oder eine Spannung oder Ladung mit einer gewissen Höhe handeln.

Wird in Schritt S2 ein infolge eines empfangenen Röntgenquants von dem Detektor 1 erzeugtes Signal detektiert, so wird der Wert des erzeugten Signals zum Feststellen der Quantenenergie des das Signal verursachenden empfangenen Röntgenquants in Schritt S3 zunächst mit einem ersten, niedrigsten Schwellenwert verglichen.

Wird in Schritt S4 entschieden, dass der Wert des Signals größer als der niedrigste Schwellenwert ist, so wird ein dem

niedrigsten Schwellenwert zugehöriger Zähler 151 im folgenden Schritt S5 um eine Einheit erhöht.

Andernfalls kehrt das Verfahren zu Schritt S1 zurück, in dem der Detektor 1 kontinuierlich auf einfallende Röntgenquanten überwacht wird.

Wurde in Schritt S4 entschieden, dass der Wert des Signals größer als der niedrigste Schwellenwert ist, so wird das Signal nach dem Erhöhen des dem niedrigsten Schwellenwert zugeordneten Zählers 151 (siehe Schritt S5) in Schritt S6 mit dem nächsthöheren Schwellenwert verglichen.

Wird im folgendenden Schritt S7 entschieden, dass der Wert des Signals größer als dieser nächsthöhere Schwellenwert ist, so wird auch der diesem Schwellenwert zugehörige Zähler 152, 153 in Schritt S8 inkrementiert.

Anschließend wird das Signal wieder in Schritt S6 mit dem jeweils nächsthöheren Schwellenwert verglichen.

Wird in Schritt S7 entschieden, dass der Signalwert kleiner als der jeweilige Schwellenwert ist, so kehrt das Verfahren zu Schritt S1 zurück, in dem der Detektor 1 kontinuierlich auf einfallende Röntgenquanten überwacht wird.

Es ist zu beachten, dass einzelne Schritte des in Verbindung mit Fig. 5 beschriebene Verfahrens (insbesondere die Schritte S3, S4, S5 und S6, S7, S8), wenn sie von der elektronischen Erfassungsschaltung nach Fig. 2 durchgeführt werden, vorzugsweise nicht - wie in Fig. 5 gezeigt - seriell, sondern parallel verarbeitet werden. Dabei ist eine Taktung der Schritte in Fig. 2 von der Pulslogik vorgegeben und beträgt vorzugsweise einige MHz.

Wie aus der anhand Fig. 5 erläuterten Ausführungsform des

Detektor 1 infolge eines empfangenen Röntgenquants erzeugtes Signal verworfen, wenn der Signalwert kleiner als der niedrigste Schwellenwert ist. Damit ist es möglich, durch geeignete Wahl des niedrigsten Schwellenwertes Streustrahlungseinflüsse weitgehend auszuschließen.

Dabei sind die Schwellenwerte jedoch prinzipiell frei einstellbar, so dass auch ein niedrigster Schwellenwert von Null oder nahe Null denkbar ist. Ein solch niedriger Schwellenwert hat den Vorteil, dass kein Ereignis verworfen wird.

Nach Ablauf des vorstehend beschriebenen Verfahrens lässt sich die Anzahl der eingefallenen Röntgenquanten mit einer Quantenenergie, die einem bestimmten Schwellenbereich entspricht, leicht durch Differenz der Zählerstände der benachbarten Schwellenwerten zugeordneten Zähler bestimmen.

In der beschriebenen besonders bevorzugten Ausführungsform läuft das in Fig. 5 dargestellte Verfahren in einer Erfassungsschaltung 16 ab, die in jeden Detektor 1 der Detektoreinheit 2 des erfindungsgemäßen Computertomographen integriert ist.

Gemäß einer nicht eigens dargestellten alternativen Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens kann im Gegensatz zu der vorstehend beschriebenen Ausführungsform auch nur jeweils derjenige Zähler um eine Einheit erhöht werden, der jeweils einem Bereich zwischen zwei benachbarten Schwellenwerten zugeordnet ist, wohingegen die anderen Zähler konstant bleiben. Dies ermöglicht ohne weitere Berechnungen eine direkte Ausgabe der Anzahl der eingefallenen Röntgenquanten mit einer einem gewissen Schwellenbereich zugeordneten Quantenenergie.

Schaltungstechnisch realisieren lässt sich diese alternative Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens besonders

Gatter mit einem invertierenden Eingang vorgeschaltet ist. In diesem Fall sind die Ausgänge der Vergleicher benachbarter Schwellenwerte (ggf. über eine Pulslogik) mit den Eingängen dieses UND-Gatters zu verbinden.

Auch bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ist es besonders vorteilhaft, wenn das Verfahren zudem die Schritte einer Übertragung der mittels der Detektoren 1 gewonnenen Information an eine Auswerteeinrichtung 44 und einer Berechnung eines Messergebnisses von einem Messobjekt 42, welches von der Röntgenstrahlung 40 durchdrungen wird, mittels der Auswerteeinrichtung 44 umfasst. Dabei erfolgt die Berechnung des Messergebnisses durch die Auswerteeinrichtung 44 anhand der von den Detektoren 1 erfassten Information unter Berücksichtigung der Intensität und des Spektrums der von einer Strahlungsquelle 41 emittierten Röntgenstrahlung 40. Somit können bei der Berechnung des Messergebnisses des Messobjektes 42 neben den Streustrahlungseinflüssen auch Aufhärtungseinflüsse mit hoher Fehlersicherheit korrigiert werden.

Zusammenfassend ist es gemäß der vorliegenden Erfindung durch die Erfassung von sowohl Intensität als auch Spektrum von einer mit einem Detektor 1 einer Detektoreinheit 2 eines Computertomographen empfangenen Röntgenstrahlung 40 möglich, einen Computertomograph und ein Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung 40 mit einer aus einer Vielzahl von Detektoren 1 bestehenden Detektoreinheit 2 zur Verfügung zu stellen, bei dem eine auf Streustrahlungsquanten oder Aufhärtungsefekte zurückzuführende Beeinträchtigung des Messergebnisses einfach und zuverlässig vermieden wird.

Patentansprüche

1. Computertomograph, aufweisend eine aus einer Vielzahl von Detektoren (1) bestehende Detektoreinheit (2) zum Nachweis von Röntgenstrahlung (40), wobei die einzelnen Detektoren (1) der Detektoreinheit (2) ausgebildet sind, um einfallende Röntgenquanten der Röntgenstrahlung (40) zu empfangen und die empfangene Röntgenstrahlung (40) sowohl hinsichtlich der Intensität als auch hinsichtlich der Quantenenergie der einzelnen Röntgenquanten der empfangenen Röntgenstrahlung (40) zu erfassen.

2. Computertomograph nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Detektoren (1) der Detektoreinheit (2) eine Vielzahl von parallel geschalteten Vergleichern (131, 132, 133) mit jeweils einem Schwellenwert aufweisen, und
dass jedem Vergleicher (131, 132, 133) ein Zähler (151, 152, 153) zugeordnet ist, und die Vergleicher (131, 132, 133) ausgebildet sind, um den jeweils zugehörigen Zähler (151, 152, 153) um eine Einheit zu erhöhen, wenn die Quantenenergie eines Röntgenquants der empfangenen Röntgenstrahlung (40) den Schwellenwert des jeweiligen Vergleichers (131, 132, 133) überschreitet.

3. Computertomograph nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Schwellenwerte der Vergleicher (131, 132, 133) frei einstellbar sind.

4. Computertomograph nach Anspruch 2 oder 3,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Detektoren (1) der Detektoreinheit (2) eine Vielzahl von Pulslogiken (141, 142, 143) aufweisen, wobei jeweils eine Pulslogik (141, 142, 143) den jeweiligen Vergleichern (131, 132, 133) nachgeschaltet und den jeweiligen Zählern (151,

143) eine zeitliche Normierung der Ausgangssignale der Vergleicher (131, 132, 133) bewirken.

5. Computertomograph nach einem der vorherigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Computertomograph ferner aufweist:

- eine Strahlungsquelle (41) zum Emittieren von Röntgenstrahlung (40) mit einer vorgegebenen Intensität und einem vorgegebenen Spektrum;
- eine Übertragungseinrichtung (43) zum Übertragen der von den Detektoren (1) der Detektoreinheit (2) erfassten Informationen an eine Auswerteeinrichtung (44);
- eine Auswerteeinrichtung (44), die ausgebildet ist, um anhand der von den Detektoren (1) der Detektoreinheit (2) erfassten Informationen unter Berücksichtigung der Intensität und des Spektrums der von der Strahlungsquelle (41) emittierten Röntgenstrahlung (40) ein Messergebnis von einem Messobjekt (42), welches von der Röntgenstrahlung (40) durchdrungen wird, zu berechnen.

6. Computertomograph nach einem der vorherigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektoren (1) der Detektoreinheit (2) eine Empfangsfläche (3) für die Röntgenstrahlung (40) aufweisen, die aus Gadoliniumoxisulfid-Keramik, Bismuth-Germanium-Oxid oder Lutetium-Oxyorthosilikat gebildet ist.

7. Computertomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektoren (1) der Detektoreinheit (2) eine direktwandelnde Empfangsfläche (3) für die Röntgenstrahlung (40) aufweisen, die aus Cadmium-Zinc-Tellurid oder Cadmium-Tellurid gebildet ist.

8. Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung durch einen eine aus einer Vielzahl von Detektoren (1) bestehende Detek-

bei dem die mittels eines Detektors (1) der Detektoreinheit (2) empfangene Röntgenstrahlung (40) sowohl hinsichtlich der Intensität als auch hinsichtlich der Quantenenergie der einzelnen Röntgenquanten der empfangenen Röntgenstrahlung (40) erfasst wird.

9. Verfahren zum Nachweis von Strahlung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassung der mittels des Detektors (1) der Detektoreinheit (2) empfangenen Röntgenquanten die folgenden Schritte aufweist:

- Detektion eines in dem Detektor (1) in Folge eines empfangenen Röntgenquants erzeugten Signals, dessen Signalhöhe proportional zur Quantenenergie des empfangenen Röntgenquants ist;
- Vergleich der Signalhöhe mit einer Vielzahl von vorgegebenen Schwellenwerten;
- Erhöhung eines jeweils einem Bereich zwischen zwei benachbarten Schwellenwerten zugeordneten Zählers (151, 152, 153) um eine Einheit, wenn die Signalhöhe des Signals in dem Bereich zwischen den beiden benachbarten Schwellenwerten liegt.

10. Verfahren zum Nachweis von Strahlung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassung der mittels des Detektors (1) der Detektoreinheit (4) empfangenen Röntgenquanten die folgenden Schritte aufweist:

- Detektion eines in dem Detektor (1) in Folge eines empfangenen Röntgenquants erzeugten Signals, dessen Signalhöhe proportional zur Quantenenergie des empfangenen Röntgenquants ist;
- Vergleich der Signalhöhe mit einer Vielzahl von vorgegebenen Schwellenwerten;
- Erhöhung von Zählern (151, 152, 153), die jeweils einem Schwellenwert zugeordnet sind, um eine Einheit, wenn die Signalhöhe des Signals den jeweiligen Schwellenwert überschreit-

11. Verfahren zum Nachweis von Strahlung nach Anspruch 9 oder 10,
dadurch gekennzeichnet,
dass ein in dem Detektor (1) in Folge eines empfangenen Röntgenquants erzeugtes Signal verworfen wird, wenn die ermittelte Signalhöhe des Signals kleiner als ein niedrigster Schwellenwert ist.
12. Verfahren zum Nachweis von Strahlung nach Anspruch 9, 10 oder 11,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Schwellenwerte frei einstellbar sind.
13. Verfahren zum Nachweis von Strahlung nach einem der Ansprüche 8 bis 12,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Verfahren ferner die folgenden Schritte aufweist:
- Übertragung der mittels der Detektoren (1) gewonnenen Informationen an eine Auswerteeinrichtung (44);
- Berechnung eines Messergebnisses von einem Messobjekt (42), welches von der Röntgenstrahlung (40) durchdrungen wird, mittels der Auswerteeinrichtung (44) anhand der von den Detektoren (1) erfassten Informationen unter Berücksichtigung der Intensität und des Spektrums der von einer Strahlungsquelle (41) emittierten Röntgenstrahlung (40).

FIG 1

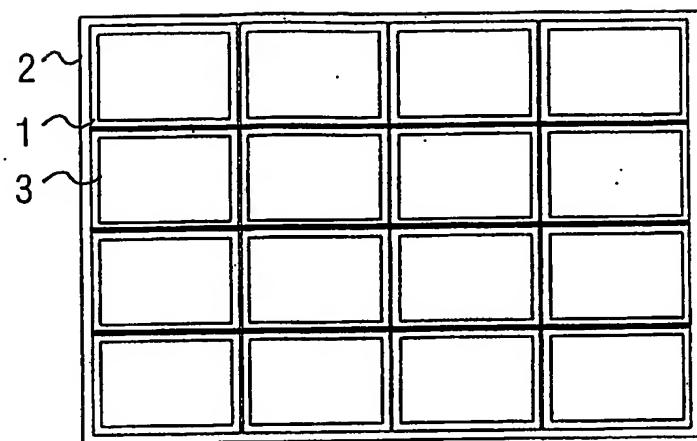


FIG 2

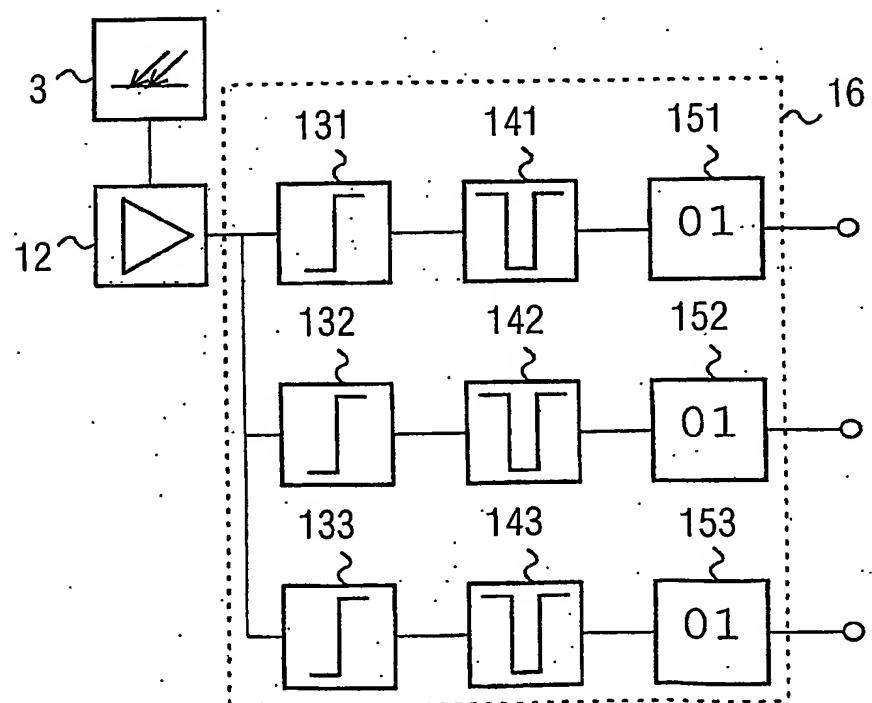


FIG 3

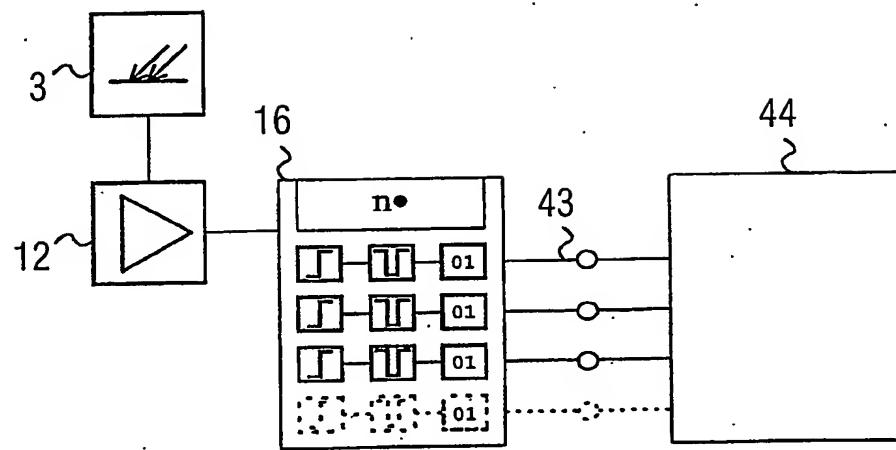


FIG 4

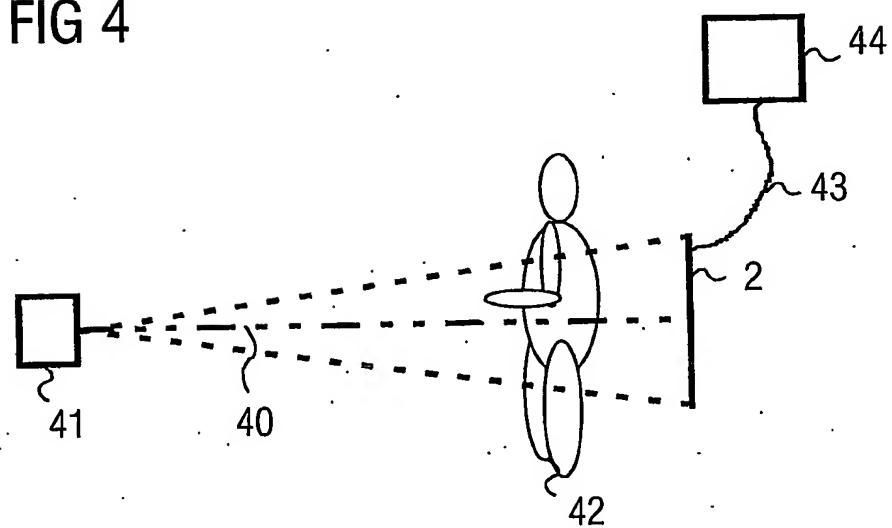
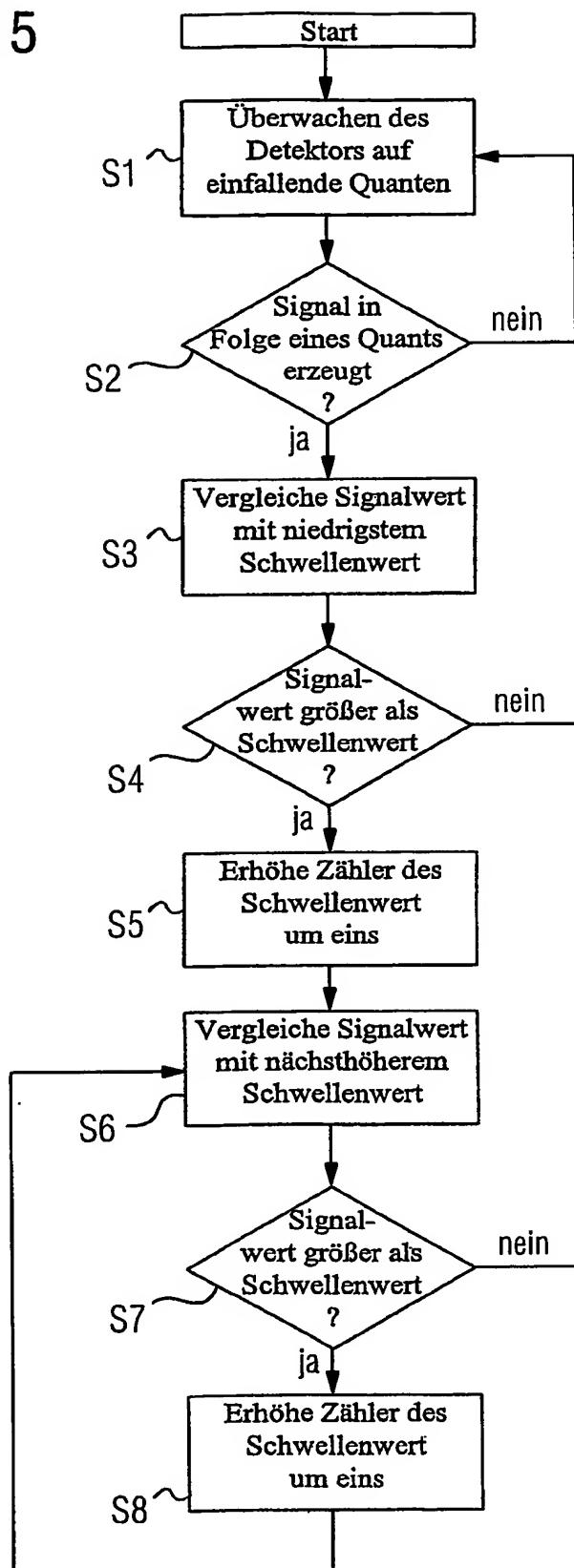


FIG 5



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE 03/00818A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

PAJ, EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 2000, no. 10, 17 November 2000 (2000-11-17) -& JP 2000 189409 A (FUJI PHOTO FILM CO LTD), 11 July 2000 (2000-07-11)	1,5-8,13
Y	abstract ---	2,3,9-12
Y	US 4 651 005 A (YAMASHITA TADAOKI ET AL) 17 March 1987 (1987-03-17) column 2, line 59 -column 3, line 53 column 6, line 28-35 figures 1A,1B ---	2,3,9-12
	-/-	

 Further documents are listed in the continuation of box C. Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

Date of mailing of the international search report

8 July 2003

22/07/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Völlinger, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE 03/00818

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 782 375 A (ADVANCED OPTICAL TECHNOLOGIES) 2 July 1997 (1997-07-02) abstract page 7, line 6 -page 8, line 24 figure 1 ----	1,8
P,A	DE 101 27 267 A (SIEMENS AG) 19 December 2002 (2002-12-19) column 1, line 26-63 -----	1,8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE 00/00818

Patent document cited in search report		Application date	Patent family member(s)		Publication date
JP 2000189409	A	11-07-2000	NONE		
US 4651005	A	17-03-1987	JP	1930310 C	12-05-1995
			JP	6040077 B	25-05-1994
			JP	60080746 A	08-05-1985
			DE	3481755 D1	03-05-1990
			EP	0137487 A2	17-04-1985
EP 0782375	A	02-07-1997	US	5648997 A	15-07-1997
			US	5771269 A	23-06-1998
			DE	69627619 D1	28-05-2003
			EP	0782375 A1	02-07-1997
			JP	9322891 A	16-12-1997
			US	6052433 A	18-04-2000
DE 10127267	A	19-12-2002	DE	10127267 A1	19-12-2002

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 03/00818

A. KLASIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGUTSTANDES
IPK 7 A61B6/03

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationsymbole)

IPK 7 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

PAJ, EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 2000, no. 10, 17. November 2000 (2000-11-17) -& JP 2000 189409 A (FUJI PHOTO FILM CO LTD), 11. Juli 2000 (2000-07-11)	1,5-8,13
Y	Zusammenfassung ---	2,3,9-12
Y	US 4 651 005 A (YAMASHITA TADAOKI ET AL) 17. März 1987 (1987-03-17) Spalte 2, Zeile 59 -Spalte 3, Zeile 53 Spalte 6, Zeile 28-35 Abbildungen 1A,1B ---	2,3,9-12

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

Siehe Anhang Patentfamilie

- * Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
- "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- "E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem Internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
- "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Aussstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- "P" Veröffentlichung, die vor dem Internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

- "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem Internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
- "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
- "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
- "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der Internationalen Recherche

Absendedatum des Internationalen Recherchenberichts

8. Juli 2003

22/07/2003

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Völlinger, M

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 03/00818

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESICHTS UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	EP 0 782 375 A (ADVANCED OPTICAL TECHNOLOGIES) 2. Juli 1997 (1997-07-02) Zusammenfassung Seite 7, Zeile 6 -Seite 8, Zeile 24 Abbildung 1 ----	1,8
P, A	DE 101 27 267 A (SIEMENS AG) 19. Dezember 2002 (2002-12-19) Spalte 1, Zeile 26-63 ----	1,8

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 00818

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
JP 2000189409	A	11-07-2000		KEINE		
US 4651005	A	17-03-1987		JP 1930310 C JP 6040077 B JP 60080746 A DE 3481755 D1 EP 0137487 A2		12-05-1995 25-05-1994 08-05-1985 03-05-1990 17-04-1985
EP 0782375	A	02-07-1997		US 5648997 A US 5771269 A DE 69627619 D1 EP 0782375 A1 JP 9322891 A US 6052433 A		15-07-1997 23-06-1998 28-05-2003 02-07-1997 16-12-1997 18-04-2000
DE 10127267	A	19-12-2002	DE	10127267 A1		19-12-2002